

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームト*(参考)	
A 6 1 B 6/00	3 0 0	A 6 1 B 6/00	3 0 0 J	4 C 0 9 2
	3 3 3		3 3 3	4 C 0 9 3
	3 6 0		3 6 0 B	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00		G 2 1 K 3/00	S	
G 2 1 K 3/00		5/00	E	
審査請求 未請求 請求項の数 2 O L （全 11 頁） 最終頁に続く				

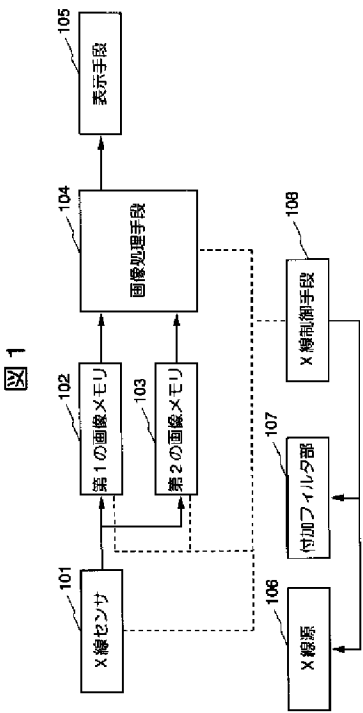
(21)出願番号	特願平11－264564	(71)出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番14号
(22)出願日	平成11年 9 月17日(1999. 9. 17)	(72)発明者	池田 重之 東京都千代田区内神田一丁目 1 番14号 株 式会社日立メディコ内
		(74)代理人	100083552 弁理士 秋田 収喜
		最終頁に続く	

(54)【発明の名称】 X線画像診断装置

(57)【要約】

【課題】 X線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上ことが可能なX線画像診断装置を提供すること。

【解決手段】 X線源から照射されたX線ビームを、付加フィルタを介して測定対象に照射し、該測定対象を透過したX線から前記測定対象のX線像を撮像し表示するX線画像診断装置において、前記付加フィルタを成す光子エネルギーを変化させる部材と、該部材を移動させると共に、該移動した量又は前記部材の厚さに基づいて前記X線ビームの複数のスペクトルを設定させる制御を行うフィルタ制御手段と、該複数のエネルギー分布のX線ビームにより撮像されたX線像を合成し表示画像を生成する合成手段とを備えた。



**【特許請求の範囲】**

【請求項 1】 X線源から照射されたX線ビームを、付加フィルタを介して測定対象に照射し、該測定対象を透過したX線から前記測定対象のX線像を撮像し表示するX線画像診断装置において、前記付加フィルタを成す光子エネルギーを変化させる部材と、該部材を移動させると共に、該移動した量又は前記部材の厚さに基づいて前記X線ビームの複数のスペクトルを設定させる制御を行うフィルタ制御手段と、該複数のエネルギー分布のX線ビームにより撮像されたX線像を合成し表示画像を生成する合成手段とを備えたことを特徴とするX線画像診断装置。

【請求項 2】 X線源から照射されたX線ビームを、付加フィルタを介して測定対象に照射し、該測定対象を透過したX線から前記測定対象のX線像を少なくとも1フレーム分撮像し表示するX線画像診断装置において、前記付加フィルタを成す光子エネルギーを変化させる部材と、該部材を移動させると共に、該移動した量又は前記部材の厚さに基づいて前記X線ビームの複数のスペクトルを設定させる制御を行うフィルタ制御手段と、該設定したX線スペクトルのX線ビームを前記X線像を得るフレーム間に複数回照射し、それらの積分量から前記測定対象のX線像を撮像する手段とを備えたことを特徴とするX線画像診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、付加フィルタ（“診療放射線データブック”，昭和56年3月発行，マグブロス出版（株），第19頁参照（以下、文献1と記す））を有するX線画像診断装置に関し、特に、高エネルギーX線を用いた軟部組織の撮影に適用して有効な技術に関するものである。

**【0002】**

【従来の技術】従来のX線画像診断装置は、X線を発生し測定対象にX線ビームとして照射するX線源と、該X線源に駆動電圧及び電流を供給する駆動手段と、X線源と対向配置され、測定対象を透過したX線から測定対象のX線透過分布の差をX線像として撮像する撮像手段と、撮像手段で撮像されたX線像を表示する表示手段とから構成されていた。

【0003】X線源としては回転陽極X線管と称されるX線管が一般的に使用されていた。回転陽極X線管は、フィラメントを備えた陰極と、例えばカーボン等を基板とするターゲットを備えた陽極とを備え、陰極と陽極間には駆動手段から出力された高電圧が印加されていた。また、フィラメントには熱電子を放出させるに十分な電圧が印加されていた。フィラメントから放出された熱電子は、陰極と陽極間の高電圧によって加速され、陽極のターゲットに衝突し、X線を発生させる構成となっていた。このときに発生されるX線は、連続X線に特性X線

が付加されたものとなっており、陰極と陽極間に印加する駆動電圧に応じたエネルギー範囲を有するものとなっていた。

【0004】一方、近年の医療技術の進歩に伴い、X線画像診断装置を用いたIVR（Interventional Radiology、X線透視下のカテーテル手術）が盛んに行われている。このIVRでは、測定対象は長時間を要する手術期間中はX線を照射されているので、測定対象の被曝量を低減させるためにX線量をできるだけ抑える必要があった。さらには、椎体等のX線高吸収領域でのX線透過量を増やすことによって、カテーテルやガイドワイヤ等の視認性を向上させる必要があった。このために、従来のX線画像診断装置を用いたIVRでは、X線源の照射面に0.1mm～0.4mm程度の銅板等を付加フィルタとして挿入することによって、低エネルギーX線を減衰させた高エネルギーX線ビームのみを測定対象に照射していた。

**【0005】**

【発明が解決しようとする課題】本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。前述するように、高エネルギーX線ビームは低エネルギーX線ビームに比較して透過能力が大きいため、X線を透過させる部分とカテーテルやガイドワイヤ等のようにX線を透過させない部分とのように、コントラストの比較的大きい部分を撮像する場合に適している。一方、人体を測定対象とした場合であり、特に肺野等のように、X線吸収差が小さい部位を撮像対象とした場合には、高エネルギーX線ビームではX線透過性が大きくなってしまいますので、微少コントラストの撮像ができないという問題があった。

【0006】この問題を解決する方法として、肺野部等のX線吸収差が小さい部位と大きい部位とで付加フィルタの有無を選択することによって、微少コントラストが必要な部位から椎体等の透過能力の大きなX線を必要とする部位までに対応する方法が考えられる。しかしながら、IVRでは腸骨動脈から肺野部にまでカテーテルを挿入しなければならない場合があった。このような場合には、大腿部から腹部にかけての領域では付加フィルタを挿入した状態でのX線透視を行い、治療部位となる肺野部では付加フィルタを除いた状態でのX線透視を行う方法が考えられる。

【0007】しかしながら、従来のX線画像診断装置を用いてX線透視の途中で付加フィルタ脱着を実現するためには、検者のX線被曝を考慮し、付加フィルタ脱着時に一端X線ビームの発生を停止する必要があった。すなわち、IVRを途中で中断させる必要が生じ、IVRに要する時間が増大してしまうという問題があった。

【0008】さらには、エネルギーサブトラクションと称される用いる方法も考えられる。すなわち、X線源に供給する駆動電圧及び駆動電流をリアルタイムに変化さ

せ、高エネルギーX線ビームと低エネルギーX線ビームとを交互に照射させることによって、所望のX線像を得る方法である。しかしながら、このエネルギーサブトラクションを用いる場合には、変更と比較的時間を要する駆動電圧及び駆動電流をリアルタイムに変化させる必要があるため、1回の計測に要する時間が時間が増大してしまい、診断効率あるいは治療効率が低下してしまうという問題があった。

【0009】本発明の目的は、X線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上することが可能なX線画像診断装置を提供することにある。

【0010】本発明の他の目的は、X線ビームの照射を中断させることなくIVRを行うことが可能なX線画像診断装置を提供することにある。

【0011】本発明のその他の目的は、高エネルギーX線と低エネルギーX線とによるX線像の撮像を連続して行うことが可能なX線画像診断装置を提供することにある。

【0012】本発明のその他の目的は、診断効率を向上させることが可能なX線画像診断装置を提供することにある。本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

#### 【0013】

【課題を解決するための手段】本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。

(1) X線源から照射されたX線ビームを、付加フィルタを介して測定対象に照射し、該測定対象を透過したX線から前記測定対象のX線像を撮像し表示するX線画像診断装置において、前記付加フィルタを成す光子エネルギーを変化させる部材と、該部材を移動させると共に、該移動した量又は前記部材の厚さに基づいて前記X線ビームの複数のスペクトルを設定させる制御を行うフィルタ制御手段と、該複数のエネルギー分布のX線ビームにより撮像されたX線像を合成し表示画像を生成する合成手段とを備えた。

【0014】(2) X線源から照射されたX線ビームを、付加フィルタを介して測定対象に照射し、該測定対象を透過したX線から前記測定対象のX線像を少なくとも1フレーム分撮像し表示するX線画像診断装置において、前記付加フィルタを成す光子エネルギーを変化させる部材と、該部材を移動させると共に、該移動した量又は前記部材の厚さに基づいて前記X線ビームの複数のスペクトルを設定させる制御を行うフィルタ制御手段と、該設定したX線スペクトルのX線ビームを前記X線像を得るフレーム間に複数回照射し、それらの積分量から前記測定対象のX線像を撮像する手段とを備えた。

【0015】(3) 前述した(1)もしくは(2)に記載のX線画像診断装置において、前記X線源は、パルス

状にX線ビームを照射する手段を備えた。

【0016】(4) 前述した(3)に記載のX線画像診断装置において、前記X線ビームの照射間隔を前記X線像の撮像周期以下に設定した。

【0017】(5) 前述した(3)もしくは(4)に記載のX線画像診断装置において、前記付加フィルタの挿入タイミングと前記X線ビームの照射タイミングとを同期させた。

【0018】(6) 前述した(1)乃至(5)の内の何れか1項に記載のX線画像診断装置において、前記合成手段は、連続して撮像されたX線像から表示画像を生成する。

【0019】(7) 前述した(1)乃至(6)の内の何れか1項に記載のX線画像診断装置において、前記付加フィルタは、光子エネルギーを変化させる部材を配していない開口部と前記光子エネルギーを変化させる部材を配した吸収部とを交互に配置した構成である。

【0020】(8) 前述した(7)に記載のX線画像診断装置において、前記光子エネルギーを変化させる部材は、前記X線ビームの低エネルギー側での光子数相対値の低減割合が異なる2以上の部材からなる。

【0021】前述した(1)及び(3)～(8)の手段によれば、例えば、X線ビームの照射視野範囲であるX線源の照射面側に付加フィルタが配置されている。この付加フィルタは、フィルタ制御手段によって、光子エネルギーを変化させる部材の移動又は厚さが制御されている。従って、X線源から付加フィルタを透過し測定対象に照射されるX線ビームは、そのスペクトルがフィルタ制御手段によって制御されることとなり、複数のエネルギー分布のX線ビームすなわちフィルタ制御手段によってスペクトルが複数に変化させられたX線ビームによって測定対象のX線像が撮像されることとなる。

【0022】次に、合成手段が複数のエネルギー分布のX線ビームで撮像されたX線像を合成し、この合成画像を表示画像とすることによって、X線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上することができる。

【0023】従って、肺野部等を撮像対象としたIVRを行う場合であっても、カテーテルやガイドワイヤ等のコントラストを十分確保しつつ、微少コントラストのX線像表示を行うことができ、X線ビームの照射を中断させることなくIVRを行うことができる。特に、腸骨動脈からカテーテルを挿入し肺野部の治療を行う場合であっても、IVRを中断することなく治療を行うことが可能となるので、IVRに要する時間を短縮することができる。その結果として、測定対象の被曝量も減少させることができる。

【0024】また、治療に要する時間を短縮することが可能となるので、測定対象にかかる負担を低減することができるという効果もある。

【0025】さらには、本願発明を診断に用いた場合であっても、X線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上できることによって、診断効率を向上できるという効果がある。

【0026】前述した(2)の手段によれば、例えば、X線ビームの照射視野範囲であるX線源の照射面側に付加フィルタが配置されている。この付加フィルタは、フィルタ制御手段によって、光子エネルギーを変化させる部材の移動又は厚さが制御されている。従って、X線源から付加フィルタを透過し測定対象に照射されるX線ビームは、そのスペクトルがフィルタ制御手段によって制御されることとなり、複数のエネルギー分布のX線ビームすなわちフィルタ制御手段によってスペクトルが複数に変化させられたX線ビームによって測定対象のX線像が撮像されることとなる。このとき、フィルタ制御手段により設定されたX線スペクトルのX線ビームを、X線像を得るフレーム間に複数回照射し、それらの積分量から測定対象のX線像を撮像することによって、所定のX線スペクトルのX線ビームでの撮像を1回の撮像動作で撮像することができる。すなわち、所定のX線スペクトルのX線ビームで撮像されたX線像を合成したX線像を得ることができるので、X線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上できる。従って、前述した(1)及び(3)～(8)のX線画像診断装置と同様の効果を得ることができる。

【0027】さらには、所定のX線スペクトルのX線ビームでの撮像と撮像したX線像の加算(積分)を1回の撮像動作で行うことが可能となるので、高速に合成されたX線像を取り込む(撮像する)ことが可能となる。

【0028】

【発明の実施の形態】以下、本発明について、発明の実施の形態(実施例)とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0029】(実施の形態1)

《全体構成》図1は本発明の実施の形態1のX線画像診断装置の概略構成を説明するための図であり、101はX線センサ、102は第1の画像メモリ、103は第2の画像メモリ、104は画像処理手段(合成手段)、105は表示手段、106はX線源、107は付加フィルタ部、108はX線制御手段(フィルタ制御手段)を示す。

【0030】図1において、X線センサ101は図示しない測定対象を透過したX線ビームの透過量分布すなわち測定対象のX線像を検出し電気信号に変換する周知の検出手段であり、例えば、周知のX線イメージインテンシファイア(以下、「X線I. I.」と記す)と、テレビカメラとから構成される。特に、実施の形態1では、テレビカメラとして、露光した電荷を直ちに読み出しレ

ジスタに転送し、次の露光が前記読み出しの後に直ちに可能となるCCDカメラを用いた場合について説明する。なお、テレビカメラとしては、1フレーム期間毎に露光した電荷を読み出しレジスタに転送させるCCDカメラや撮像管を用いたものでもよいことはいうまでもない。さらには、周知のTFT素子等を用いた二次元X線検出器等でX線センサ101を代用しても同等の効果を得られることはいうまでもない。

【0031】第1及び第2の画像メモリ102、103は、X線センサ101から出力されたX線像(デジタル情報に変換されたX線像)を格納し、必要に応じて格納したX線像を画像処理手段103に出力する周知の格納手段であり、例えば、実施の形態1のX線画像診断装置を構成する周知の情報処理装置の主メモリあるいはこの情報処理装置に接続される周知の外部記憶装置によって実現可能である。

【0032】画像処理手段104は、例えば、実施の形態1のX線画像診断装置を構成する情報処理装置上で動作するプログラムによって実現可能であり、第1及び第2の画像メモリ102、103から読み込んだX線像に対する周知の画像補正、及び画像処理後の各X線像の加算等を行う手段である。このときの加算処理としては、例えば、各画像メモリ102、103に格納されるX線像の各画素毎に画素値を加算する加算処理や、異なる空間フィルタ処理をそれぞれのX線像に適用した後に加算処理を行う方法が考えられるが、これに限定されることはなく、他の加算処理でもよいことはいうまでもない。さらには、図示しない操作入力手段からの操作指示に基づいて、それぞれのX線像を加算処理することなく別々に表示させてもよいことはいうまでもない。また、画像処理手段104は、第1及び第2の画像メモリ102、103から読み込み、所定の処理の後に得られたX線像を表示画像として表示手段105に出力する。

【0033】表示手段105は、画像処理手段104から出力された表示画像を表示画面上に表示する周知の表示手段であり、例えば、周知のCRT(Cathode Ray Tube)や液晶表示装置等を用いた表示装置である。

【0034】X線源106は、X線を発生し図示しない測定対象にX線ビームを照射する図示しないX線管と、該X線管に駆動電圧・電流を供給する図示しない駆動手段とから構成されおり、X線制御手段108からのX線曝射指示に基づいてパルス状にX線ビームを照射する。

【0035】付加フィルタ部107は、X線源106の照射面側に配置される付加フィルタユニットと、この付加フィルタユニットを支持しフレーム信号に同期して付加フィルタユニットを駆動する付加フィルタ駆動手段とから構成される。付加フィルタユニットには、X線ビームの低エネルギー側のX線を遮蔽し高エネルギーX線のみを選択的に照射させるための付加フィルタが配置され

10

20

30

40

50

ている。付加フィルタ駆動手段は、付加フィルタユニットに配置される付加フィルタの挿入と取り出しとを行う。これによって、付加フィルタ部107は、低エネルギーX線を含むX線ビームの照射と、低エネルギーX線が減衰された高エネルギーX線ビームの照射とを交互に行う構成となっている。すなわち、X線源106から照射されるX線ビームのX線スペクトルで、光子エネルギーが低い側の光子数を低減させる部材で付加フィルタを構成し、この付加フィルタの移動(移動量)を制御することによって、測定対象に照射されるX線ビームを、光子エネルギーの低い側の光子数が低減されたX線スペクトルを有するX線ビーム(高エネルギーX線ビーム)とするか、あるいは光子エネルギーの低い側の光子数が低減されていないX線スペクトルを有するX線ビーム(低エネルギーX線ビーム)とするかを制御し、高エネルギーX線ビームと低エネルギーX線ビームとの照射を交互に行う。ただし、X線ビームのスペクトルは、付加フィルタを構成する部材の材質の他に、その厚さによっても変化するので、付加フィルタを構成する部材の厚さに基づいて、高エネルギーX線ビームと低エネルギーX線ビームとの照射を制御できることはいうまでもない。なお、実施の形態1の付加フィルタ部107の詳細構成については、後述する。また、付加フィルタによるX線スペクトルへの影響については、文献1を参照されたい。

【0036】X線制御手段108は、各部の動作を制御する手段であり、例えば、実施の形態1のX線画像診断装置を構成する情報処理装置上で動作するプログラムによって実現可能である。

【0037】次に、図2に実施の形態1のX線画像診断装置での撮像動作を説明するための図を示し、以下、図2に基づいて、実施の形態1のX線画像診断装置の動作を説明する。ただし、以下の説明では、まず、連続して撮像したX線像をリアルタイムで表示させるX線透視と称される動作モードの場合について説明する。

【0038】まず、図示しない操作入力手段からX線透視モードでの計測開始が指示されると、X線制御手段108はX線源106にX線ビームの照射を指示する信号を送出する。実施の形態1では、X線ビームの照射を指示する信号は、第1及び第2のX線曝射信号並びにX線条件(X線源106の駆動電圧及び駆動電流)となる。また、X線制御手段108は、付加フィルタ部107に対してフレーム信号、第1及び第2のX線曝射信号、並びに付加フィルタ選択信号を送出する。

【0039】X線源106では、第1及び第2のX線曝射信号は同等に扱われており、図示しない駆動制御回路は第1及び第2のX線曝射信号に基づいて、X線条件で規定された駆動電圧及び駆動電流の駆動電力をX線源106に供給する。ただし、実施の形態1では、図2に示すように、1フレーム期間内に2回のX線曝射(①、②及び③、④で示す)を行うフレーム(T1～T2)と、

1フレーム期間内にX線曝射を行わないフレーム(T2～T3)とを交互に繰り返すことによって、X線ビームの曝射を行う。

【0040】ここで、実施の形態1のX線画像診断装置では、前述するように、露光した電荷を直ちに読み出しレジスタに転送し、次の露光が読み出しの後に直ちに可能となるCCDカメラを用いているので、例えば、T1～T2で示すフレーム期間での1回目のX線曝射(①で示す)で撮像されたX線像は、このフレーム期間T1～T2で読み出される。一方、2回目のX線曝射(②で示す)で撮像されたX線像は、X線曝射が行われたフレーム期間に続く次のフレーム期間(②で示す)で読み出される。このように、1フレーム期間に2回のX線曝射すなわちX線像の撮像を行うことによって、①、③で示すX線像の撮像から②、④で示すX線像の撮像までの間隔を短くし、測定対象や撮像対象部位の位置ずれ等に伴うX線像の画質低下を防止することが可能となる。

【0041】このとき、付加フィルタ部107では、フレーム信号並びに第1及び第2のX線曝射信号に同期して、X線源106の前面に付加フィルタを挿入することによるX線ビームのフィルタリングすなわちX線ビームの線質に変化を与える。具体的には、1フレーム期間における2回のX線曝射において、1回目のX線曝射と2回目のX線曝射とでそれぞれ異なる付加フィルタが挿入される、あるいはX線曝射のどちらか一方では付加フィルタの挿入を行わないことによって、異なる線質のX線ビームによるX線像の撮像を行う。

【0042】T1～T2で示すフレーム期間で読み出されたX線像である1回目のX線曝射で撮像された①で示すX線像は、第1の画像メモリ102に格納される。一方、T2～T3で示すフレーム期間で読み出されたX線像である2回目のX線曝射で撮像された②で示すX線像は、第2の画像メモリ103に格納される。

【0043】以降、1回目のX線曝射で撮像されたX線像は第1の画像メモリ102に、2回目のX線曝射で撮像されたX線像は第2の画像メモリ103に順次格納される。

【0044】第1及び第2の画像メモリ102、103に格納されたX線像は、順次、画像処理手段104によって読み出され、画像補正及び加算処理が施される。ただし、このときの加算処理は、同一のフレーム期間に撮像されたX線像である隣接するX線像に対してなされる。加算処理によって得られたX線像は、画像処理手段104から表示画像として表示手段105に出力され、この表示手段105の表示画面上に表示される。

【0045】《付加フィルタ部の構成》図3は実施の形態1の付加フィルタ部の概略構成を説明するための側面図であり、301は付加フィルタ駆動手段、302は駆動軸、303は付加フィルタユニット、304はハウブ、305はX線照射口を示す。

【0046】図3に示すように、実施の形態1では、X線源106はハウズ304内に格納されており、X線ビームの照射面側にはX線照射口305が配置される。X線源106で発生したX線は、このX線照射口305から図示しない測定対象に向けて照射される。また、X線照射口305に隣接する位置には付加フィルタ駆動手段301が配置されており、この付加フィルタ駆動手段301から突出した駆動軸302に付加フィルタユニット303が配置される構成となっている。このとき、X線照射口305から照射されるX線ビームの経路中に付加フィルタユニット303が配置されるような構成となっている。

【0047】駆動軸302は、図示しないモータによって駆動されており、駆動軸302の中心軸の周りに回転することによって、付加フィルタユニット303をX線ビームの照射視野内で回転させる構成となっている。

【0048】図4は実施の形態1の付加フィルタユニットの概略構成を説明するための図であり、401a~401dは付加フィルタ、402は付加フィルタ支持部を示す。

【0049】図4から明らかなように、実施の形態1の付加フィルタユニット303は、4枚の付加フィルタ401a~401dが平板状に配列されるように、各付加フィルタ401a~401dの一端が付加フィルタ支持部402に固定されている。このとき、隣接する付加フィルタ401a~401dはそれぞれが90度の角度をなすように配列されている。このように各付加フィルタ401a~401dを配列することによって、付加フィルタ支持部402にかかる付加フィルタ401a~401dの重量を均等にさせる。付加フィルタ401a~401dとしては、例えば、銅(Cu)、アルミニウム(Al)、銅+アルミニウム等の重量が軽く、低エネルギーX線の吸収が大きく、高エネルギーX線の吸収が小さい物質が好適である。

【0050】また、付加フィルタ支持部402には付加フィルタユニット303が駆動軸302に対して直交するように駆動軸302が固定されているので、付加フィルタ支持部402にかかる付加フィルタ401a~401dの重量を均等にさせることによって、駆動軸302を回転させた場合における付加フィルタユニット303の回転周期のずれを防止できるという効果がある。

【0051】図5は実施の形態1の付加フィルタ駆動手段の概略構成を説明するための図であり、図6は実施の形態1のモータ制御手段の概略構成を説明するための図である。

【0052】図5から明らかなように、実施の形態1の付加フィルタ駆動手段は、駆動軸の他端側に配置されたモータ501と、該モータ501を制御するモータ制御手段502とから構成される。

【0053】モータ501は例えば周知のエンコーダ付

きモータであり、モータ制御手段502からの駆動出力に基づいて回転動作し駆動軸を回転駆動すると共に、その回転角をエンコード出力としてモータ制御手段502に出力する。

【0054】モータ制御手段502は、図6に示すように、モータ501の駆動電力を発生し供給する周知のモータ駆動手段601と、X線制御手段108から出力されるフレーム信号、第1及び第2のX線曝射信号、付加フィルタ選択信号、並びにエンコード出力に基づいてモータ501の回転を制御する制御信号を生成する駆動制御手段602とから構成される。

【0055】図7に実施の形態1のX線画像診断装置における付加フィルタの挿入動作を説明するための図を示し、以下、図7に基づいて実施の形態1の付加フィルタ部の動作を説明する。ただし、図7は説明を簡単にするために、①及び②で示すX線曝射タイミングと付加フィルタの挿入タイミングとについて説明する。

【0056】前述するように、X線制御手段108からはフレーム信号と共に第1及び第2のX線曝射信号が照射される。このとき、第1のX線曝射信号の入力タイミングでは、付加フィルタの挿入を行わないX線像となる低エネルギーX線ビームによるX線像の撮像を行う。次の第2のX線曝射信号の入力タイミングでは、付加フィルタを挿入したX線像となる高エネルギーX線ビームによるX線像の撮像を行う。

【0057】従って、実施の形態1の駆動制御手段602では、S1~S2で示すX線曝射タイミングである第1のX線曝射タイミングでは、4枚の付加フィルタ401a~401dの全てがX線ビームの照射視野範囲に入らないようにモータ501の回転位相を制御する。

【0058】一方、S4~S5で示すX線曝射タイミングである第2のX線曝射タイミングでは、4枚の付加フィルタ401a~401dの内の何れかの付加フィルタがX線ビームの照射視野範囲に挿入されるようにモータ501の回転位相を制御する。特に、S4~S5で示す第2のX線曝射期間中は、付加フィルタが挿入されるように、S3~S6で示す期間中はX線ビームの照射視野内に付加フィルタが挿入されているように、モータ501の回転を制御する。これによって、付加フィルタ部107によるX線ビームのフィルタリング動作を完全なものとしている。

【0059】図8は実施の形態1のX線画像診断装置の効果を説明するための図であり、図8の(a)は付加フィルタを挿入しないで撮影したX線像であり、図8の(b)は付加フィルタを挿入して撮影したX線像であり、図8の(c)は付加フィルタを挿入しないで撮影したX線像と挿入したX線像とを加算処理(合成)したX線像を示す図であり、特に肺野部を撮像したX線像である。

【0060】図8(a)のX線像では、付加フィルタが

未挿入で撮像したX線像即ち低エネルギーX線ビームで撮像したX線像となるので、画像中央部分の黒くつぶれ気味となるが、肺野部分の微妙なコントラストが十分なX線像となる。

【0061】一方、図8(b)のX線像では、付加フィルタが挿入されて撮像されたX線像即ち高エネルギーX線ビームで撮像したX線像となるので、肺野部分のコントラストが失われているが、背骨部分のコントラストが十分確保されたX線像となる。

【0062】実施の形態1のX線画像診断装置では、付加フィルタを挿入しないで撮影したX線像と、挿入したX線像とを加算処理(合成)したX線像を出力画像として表示するので、図8(c)に示すように、背骨部分のコントラストと肺野部のコントラストを共に確保したX線像を表示することが可能となる。即ち、X線吸収差の小さい部位から大きい部位までのX線像を表示することが可能となる。

【0063】以上説明したように、実施の形態1のX線画像診断装置では、X線ビームの照射視野範囲であるX線源106の照射面側に、回転支持手段となるモータ501に回転可能に支持された4枚の付加フィルタ401a~401dを有する付加フィルタユニット303が配置されている。このモータ501は駆動制御手段602によってその回転が制御されており、実施の形態1では、図示しない測定対象に照射されるX線ビームのエネルギー分布を変化させるように、駆動制御手段602がモータ501の回転を制御して、X線ビームの照射視野範囲への付加フィルタ401a~401dの挿入を制御する。これによって、X線ビームの照射視野範囲に付加フィルタ401a~401dが挿入された高エネルギーX線ビームによるX線像の撮像と、付加フィルタが未挿入の場合における低エネルギーX線ビームによるX線像の撮像とを連続して行うことができる。このとき、高エネルギーX線ビームによるX線像は第1の画像メモリ102に順次格納され、低エネルギーX線ビームによるX線像は、第2の画像メモリ103に順次格納される。

【0064】次に、画像処理手段104が同一のフレーム期間に撮像されたX線像を第1及び第2の画像メモリ102、103からそれぞれ読み出し、X線像の各画素毎に画素値を加算する、あるいは、異なる空間フィルタ処理をそれぞれのX線像に適用した後に加算をすることによって、高エネルギーX線ビームで撮像されたX線像と低エネルギーX線ビームで撮像されたX線像とを合成したX線像を生成する。次に、画像処理手段104は、合成によって得られたX線像を表示画像として表示手段105の表示面上に表示させるので、X線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上できる。

【0065】従って、肺野部等を撮像対象としたIVRを行う場合であっても、カテーテルやガイドワイヤ等のコントラストを十分確保しつつ、微少コントラストのX

線像表示を行うことができ、X線ビームの照射を中断させることなくIVRを行うことができる。特に、腸骨動脈からカテーテルを挿入し肺野部の治療を行う場合であっても、IVRを中断することなく治療を行うことが可能となるので、IVRに要する時間を短縮することができる、その結果として、測定対象の被曝量も減少させることができるという効果を得ることができる。また、治療に要する時間を短縮することが可能となるので、測定対象にかかる負担を低減することができるという効果もある。

【0066】さらには、実施の形態1のX線画像診断装置を診断に用いた場合であっても、X線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上できることによって、診断効率を向上できるという効果がある。

【0067】なお、実施の形態1のX線画像診断装置では、低エネルギーX線ビームによるX線像と高エネルギーX線ビームによるX線像とを加算処理したX線像を表示画像としたが、これに限定されることはなく、例えば、低エネルギーX線ビームによるX線像、高エネルギーX線ビームによるX線像のみを表示画像として表示する、あるいは、これらの画像を同一の表示画面上に表示させてもよいことはいふまでもない。

【0068】(実施の形態2) 図9は本発明の実施の形態2のX線画像診断装置の概略構成を説明するための図であり、901はX線センサ、902は画像メモリを示す。ただし、実施の形態2のX線画像診断装置は、X線センサ901及び画像メモリ902を除く他の構成は実施の形態1のX線画像診断装置と同様となるので、X線センサ901及び画像メモリ902の構成及びX線像の撮像動作についてのみ説明する。

【0069】X線センサ901は図示しない測定対象を透過したX線ビームの透過量分布すなわち測定対象のX線像を検出し電気信号に変換する周知の検出手段であり、例えば、周知のX線I<sub>1</sub>、I<sub>2</sub>と、テレビカメラとから構成される。ただし、テレビカメラとしては、フレームレート毎に露光した電荷を読み出しレジスタに転送させるCCDカメラや撮像管を用いた場合について説明する。なお、X線センサ901としては周知のTFT素子等を用いた二次元X線検出器等でも同等の効果が得られることはいふまでもない。

【0070】画像メモリ902は、X線センサ101から出力されたX線像(デジタル情報に変換されたX線像)を格納し、必要に応じて格納したX線像を画像処理手段103に出力する周知の格納手段であり、例えば、実施の形態1のX線画像診断装置を構成する周知の情報処理装置の主メモリあるいはこの情報処理装置に接続される周知の外部記憶装置によって実現可能である。

【0071】次に、図9に基づいて実施の形態2のX線画像診断装置の動作を説明すると、図示しない操作入力手段からX線透視モードあるいはX線撮影モードの計測

10

20

30

40

50

開始が指示されると、実施の形態 1 と同様に、X 線制御手段 108 は X 線源 106 に X 線ビームの照射を指示する信号を送出する。実施の形態 2 では、X 線ビームの照射を指示する信号は、第 1 及び第 2 の X 線曝射信号並びに X 線条件（X 線源 106 の駆動電圧及び駆動電流）となる。また、X 線制御手段 108 は、付加フィルタ部 107 に対してフレーム信号、第 1 及び第 2 の X 線曝射信号、並びに付加フィルタ選択信号を送出する。

【0072】X 線源 106 では、第 1 及び第 2 の X 線曝射信号に基づいて、X 線条件で規定された駆動電力が供給され、X 線ビームが発生され照射される。ただし、実施の形態 2 の X 線画像診断装置では、1 フレーム期間内に 2 回の X 線曝射が行われるフレームが連続する。

【0073】このとき、付加フィルタ部 107 では、フレーム信号並びに第 1 及び第 2 の X 線曝射信号に同期して、X 線源 106 の前面に付加フィルタを挿入することによる X 線ビームのフィルタリングすなわち X 線ビームの線質に変化を与える。具体的には、1 フレーム期間における 2 回の X 線曝射において、1 回目の X 線曝射と 2 回目の X 線曝射とでそれぞれ異なる付加フィルタが挿入される、あるいは X 線曝射のどちらか一方では付加フィルタの挿入を行わないことによって、異なる線質の X 線ビームによる X 線像の撮像を行う。

【0074】このとき、実施の形態 2 では、1 回目の X 線曝射である低エネルギー X 線ビームによる X 線像と、2 回目の X 線曝射である高エネルギー X 線ビームによる X 線像とを 1 フレーム期間中の 1 回の撮影動作で行う。すなわち、1 回目の X 線曝射での X 線像の撮像で生じる X 線センサ 901 の電荷の読み出しを行うことなく、2 回目の X 線曝射での X 線像の撮像を続けて行うことによって、X 線センサ 901 には 1 回目と 2 回目との X 線像を加算（積分）した電荷が蓄積されることとなるので、X 線センサ 901 で加算処理が行われたこととなる。

【0075】従って、X 線センサ 901 から出力され画像メモリ 902 に格納される X 線像は、低エネルギー X 線ビームによる X 線像と高エネルギー X 線ビームによる X 線像と加算した X 線像となる。

【0076】次に、画像メモリ 902 に格納された X 線像は、順次、画像処理手段 104 によって読み出され画像補正が施される。画像補正後の X 線像は、画像処理手段 104 から表示画像として表示手段 105 に出力され、この表示手段 105 の表示画面上に表示される。

【0077】以上説明したように、実施の形態 2 の X 線画像診断装置では、X 線ビームの照射視野範囲である X 線源 106 の照射面側に、回転支持手段となるモータ 501 に回転可能に支持された 4 枚の付加フィルタ 401a～401d を有する付加フィルタユニット 303 が配置されている。このモータ 501 は駆動制御手段 602 によってその回転が制御されており、実施の形態 2 では、図示しない測定対象に照射される X 線ビームのエネ

ルギー分布を変化させるように、駆動制御手段 602 がモータ 501 の回転を制御して、X 線ビームの照射視野範囲への付加フィルタ 401a～401d の挿入を制御する。これによって、X 線ビームの照射視野範囲に付加フィルタ 401a～401d が挿入された高エネルギー X 線ビームによる X 線像の撮像と、付加フィルタが挿入されない場合における低エネルギー X 線ビームによる X 線像の撮像とを連続して行うことができる。このとき、X 線センサ 901 が高エネルギー X 線ビームで撮像された X 線像と、低エネルギー X 線ビームで撮像された X 線像とを 1 回の撮像動作で撮像することによって、高エネルギー X 線ビームで撮像された X 線像と、低エネルギー X 線ビームで撮像された X 線像とを加算（合成）することができるので、X 線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上できる。従って、前述した実施の形態 1 の X 線画像診断装置と同様の効果を得ることができる。

【0078】さらには、実施の形態 2 の X 線画像診断装置では、付加フィルタ 401a～401d を挿入した X 線像と、付加フィルタを未挿入の X 線像の撮像と、これら 2 枚の X 線像の加算とを 1 フレーム期間内に行うことが可能となるので、高速に画像を取り込むことが可能となる。

【0079】なお、本実施の形態の X 線画像診断装置は、測定対象が人体となる医療用の X 線画像診断装置において特にその効果を発揮することができる。

【0080】また、本実施の形態の X 線画像診断装置では、付加フィルタユニット 303 に種類の付加フィルタを配置する構成としたが、これに限定されることはなく、例えば、2 種類以上の異なる付加フィルタを配置し、操作入力手段から入力された付加フィルタ選択指示に基づいて、所望の付加フィルタによる X 線撮影を行う構成としてもよいことはいふまでもない。

【0081】以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0082】

【発明の効果】本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

（1）X 線吸収差の小さい部位から大きい部位までの視認性を向上することができる。

（2）X 線ビームの照射を中断させることなく I V R を行うことができる。

（3）高エネルギー X 線と低エネルギー X 線とによる X 線像の撮像を連続して高速に行うことができる。

（4）診断効率を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態であるX線画像診断装置の概略構成を説明するための図である。

【図2】本実施の形態のX線画像診断装置での撮像動作を説明するための図である。

【図3】実施の形態1の付加フィルタ部の概略構成を説明するための側面図である。

【図4】実施の形態1の付加フィルタユニットの概略構成を説明するための図である。

【図5】実施の形態1の付加フィルタ駆動手段の概略構成を説明するための図である。

【図6】実施の形態1のモータ制御手段の概略構成を説明するための図である。

【図7】実施の形態1のX線画像診断装置における付加フィルタの挿入動作を説明するための図である。

【図8】実施の形態1のX線画像診断装置の効果を説明\*

\*するための図である。

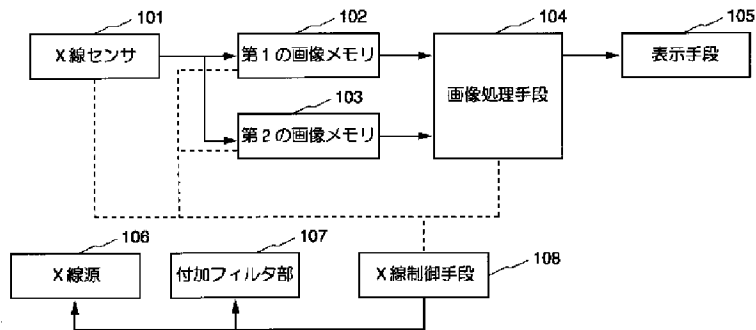
【図9】本発明の実施の形態2のX線画像診断装置の概略構成を説明するための図である。

【符号の説明】

101…X線センサ、102…第1の画像メモリ、103…第2の画像メモリ、104…画像処理手段、105…表示手段、106…X線源、107…付加フィルタ部、108…X線制御手段、301…付加フィルタ駆動手段、302…駆動軸、303…付加フィルタユニット、304…ハウベ、305…X線照射口、401a～401d…付加フィルタ、402…付加フィルタ支持部、501…モータ、502…モータ制御手段、601…モータ駆動手段、602…駆動制御手段、901…X線センサ、902…画像メモリ。

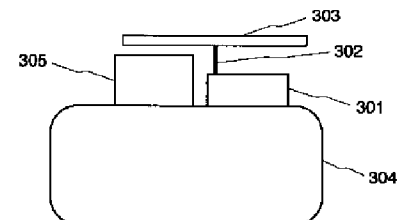
【図1】

図1



【図3】

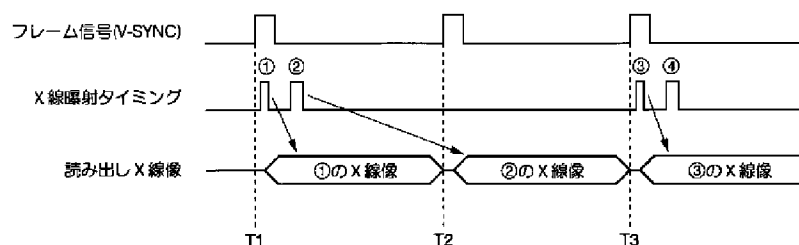
図3



301…付加フィルタ駆動手段、302…駆動軸  
303…付加フィルタユニット、304…ハウベ、305…X線照射口

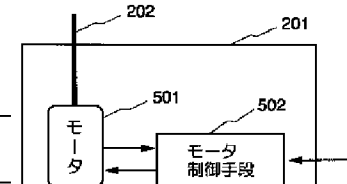
【図2】

図2

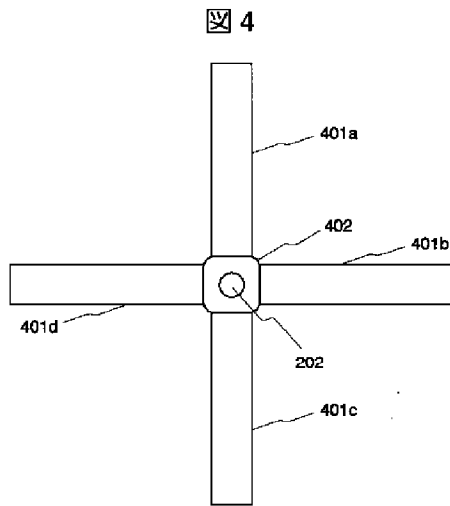


【図5】

図5

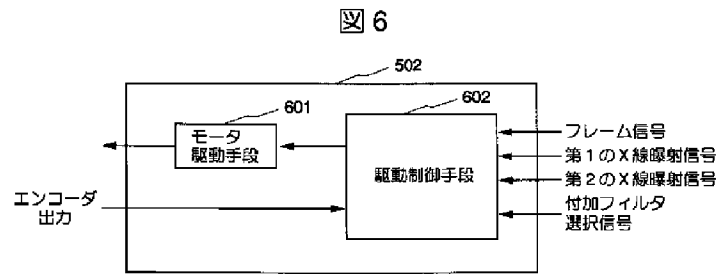


【図4】



401a～d…付加フィルタ、402…付加フィルタ支持部

【図6】



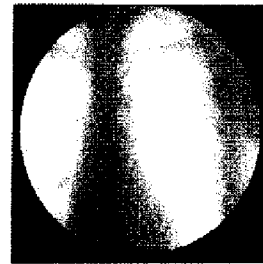
【図8】

図8

(a)



(b)

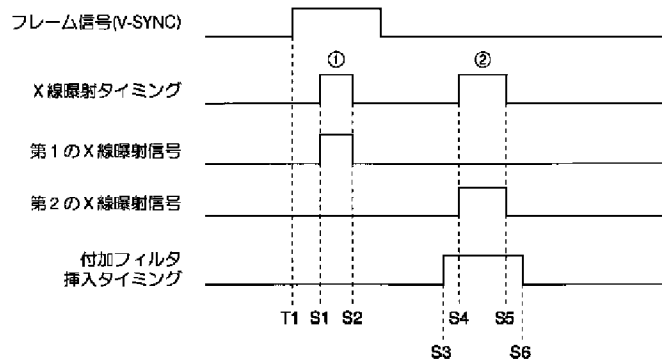


(c)



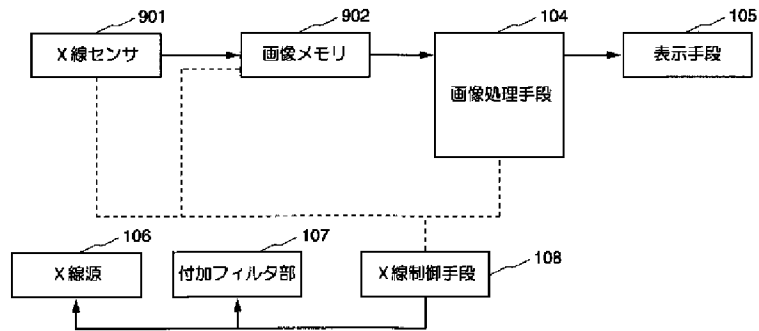
【図7】

図7



【図9】

図9



フロントページの続き

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
G 2 1 K 5/00		G 2 1 K 5/02	X
		H 0 5 G 1/36	P
H 0 5 G 1/36		G 0 6 F 15/62	3 9 0 A

F タ-ム (参考) 4C092 AA01 AB04 AB16 AC01 CC12  
 CD07 CE09 CF24 CF25 CJ15  
 CJ19 DD05  
 4C093 AA01 AA07 CA18 CA21 CA50  
 DA03 EA11 EB02 EB13 EB17  
 FA15 FA19 FA35 FA43 FA44  
 FC04 FD05 FF01 FF35 FF36  
 FH02  
 5B057 AA08 BA03 CA08 CA12 CB08  
 CB12 CC02 CE08